

**Bicycle ergometer and eddy current brake therefor**

Patent Number: US4800310  
Publication date: 1989-01-24  
Inventor(s): ITOH AKIRA (JP); ITOH MASAO (JP); NAKAO SHINROKU (JP); TAKANO HIROSHI (JP)  
Applicant(s):: COMBI CO (JP)  
Requested Patent: JP60014875  
Application Number: US19850748675 19850625  
Priority Number(s): JP19830123172 19830708  
IPC Classification:  
EC Classification: A63B24/00, H02K49/04B2, H02P7/00C2  
Equivalents: JP1042694B, JP1560315C

---

**Abstract**

---

A bicycle ergometer includes an eddy current brake having a flywheel rotor assembly including an inner part of iron material having a carbon content of 0.12% or less and a silicon content of 0.35% or less, a stator provided inside the rotor assembly, a plurality of exciting coils provided on the stator, and a power source for energizing the exciting coils. The outer part of the flywheel rotor can be made of concrete. The ergometer includes an input panel for inputting physical attributes of the user, e.g., age and sex, a pulse sensor for measuring the heart rate of the user at rest and during exercise on the ergometer, an arithmetic control circuit for calculating a training program and heart rate range and for controlling the eddy current brake to present a load to the user which will maintain the user's heart rate in a predetermined range. The method of using the ergometer enables a user to select a physical strength program and a weight reduction program with the selected program reflecting the age, sex, and the present physical condition of the user.

---

Data supplied from the esp@cenet database - I2

**BEST AVAILABLE COPY**

⑩ 日本国特許庁 (JP)  
⑫ 公開特許公報 (A)

⑪ 特許出願公開  
昭60—14875

⑤ Int. Cl.<sup>4</sup>  
A 63 B 23/00

識別記号

庁内整理番号  
6547—2C

⑬ 公開 昭和60年(1985)1月25日

発明の数 1  
審査請求 有

(全 12 頁)

⑭ 最適運動条件を決定する方法

⑯ 特 願 昭58—123172

⑰ 出 願 昭58(1983)7月8日

⑱ 発 明 者 中尾新六  
横浜市鶴見区梶山1丁目19番3号

⑲ 発 明 者 伊藤正男  
東京都千代田区内神田3丁目16番9号コンビニ株式会社内

⑲ 発 明 者 伊藤亮

東京都千代田区内神田3丁目16番9号コンビニ株式会社内

⑲ 発 明 者 高野裕

東京都千代田区内神田3丁目16番9号コンビニ株式会社内

⑳ 出 願 人 コンビ株式会社

東京都千代田区内神田3丁目16番9号

㉑ 代 理 人 弁理士 佐々木清隆 外3名

明 細 書

1. 発明の名称

最適運動条件を決定する方法

2. 特許請求の範囲

1) 連続屈伸運動により回転体を回転させ使用者に負荷を与えるものを用い、使用者の連続運動中の運動負荷値を段階的に上昇させると共に各段階の負荷値及びその時の定常脈拍数を測定し、よつて負荷・脈拍数の相関を直線とすることにより使用者の最適負荷値を得る方法であつて、使用者の安静状態の脈拍数を第1データとして測定し、第1負荷下に於ける定常脈拍数を第2データとして測定し、統計により求めた最小2乗法平均により回帰した負荷・脈拍直線上の第1負荷下に於ける定常脈拍数である第1基準値と比較し第2負荷値を決定し、第2負荷下に於ける定常脈拍数を第3データとして測定し統計により求めた性別最小2乗法平均により回帰した負荷・脈拍直線上の第2負荷下に於ける定常脈拍数である第2の基準値と比較し第3負荷値を決定し、第3負荷値下に於

ける定常脈拍数を第4データとして測定すると共にその測定値上限を年齢・性別で計算される運動安全脈拍数で限定し、第4のデータが得られた時は第2のデータから第4のデータを基に、第4のデータが得られる前に運動安全脈拍数に達した場合には第1のデータから第3のデータを基に負荷・脈拍数近似直線を得ると共にその上限を年齢・性別で計算される最高脈拍数で決定することにより、使用者の最適負荷値を得ることを特徴とする使用者の最適運動条件を決定する方法。

2) 前記各負荷値及び脈拍基準値はあらかじめ記憶手段に記憶されてをり、プログラムに従つて順次呼び出し可能なことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の方法。

3. 発明の詳細な説明

本発明は連続屈伸運動により回転体を回転させ、使用者に負荷を与える装置、例えば自転車エルゴメータ等を用いて使用者の連続運動の際の最適負荷値及びその時の定常脈拍数を得るための方法に関する。

現在市場に、コンピュータを備え、コンピュータの指令に基づき個人的な身体条件(年齢・体重・性別・脈拍数)を入力し、これらの値を演算処理することにより最適負荷値を算出する方法が提供されている。

しかしこの方法は最適負荷値を身体条件の静的要素(年齢・性別・体重・安静脈拍数)をデータとして計算したものであり、使用者が運動する際の目安となるものではあるが使用者の連続運動状況下に於ける変化を考慮したものではなかつたので、全ての使用者に対する指標とはなり得ず、使用者によつては算出された最適負荷値下の定常脈拍数に達する前にその使用者の運動最大脈拍数に達してしまい、そのまま連続運動を続けることが不可能となるという欠点があつた。

また各個人の正確な最適負荷値下に於ける定常脈拍数を求めるには、使用者に対して回転運動装置の負荷を順次段階的に増加させると共にそれらの負荷値下に於ける定常脈拍数を使用者が限界と思ふところ(運動最大脈拍数)まで測定し負荷-

定常脈拍数直線を得て、その最高脈拍数から一般的に運動最適脈拍数と言われている70%の脈拍数に対する負荷値を運動最適値として算出しなければならない。

この方法は正確ではあるが、被測定者が運動最大脈拍数まで運動しなければならないので危険である。また測定に時間がかかってしまうという欠点がある。

本発明は上記欠点に鑑みなされたものであり、統計により求めた年齢別データを基に負荷-脈拍数直線の一般式を求め、その直線を基に回転運動装置の段階的に増加する負荷値を決定すると共にその時の定常脈拍数を測定し負荷-脈拍数近似直線を得、よつて使用者が運動最大脈拍数に達する迄運動することなく安全にかつ短時間に最適負荷値及びその時の定常脈拍数を得るための方法を提供することを目的とする。

上記目的は、使用者の安静状態の脈拍数を第1データとして測定し、第1負荷下に於ける定常脈拍数を第2データとして測定し、統計により求め

た性別最小2乗法平均により回帰した負荷-脈拍数直線上の第1負荷下に於ける定常脈拍数である第1基準値と比較し第2負荷値を決定し、第2負荷下に於ける定常脈拍数を第3データとして測定し統計により求めた性別最小2乗法平均により回帰した負荷-脈拍数直線上の第2負荷下に於ける定常脈拍数である第2の基準値と比較し第3負荷値を決定し、第3負荷値下に於ける定常脈拍数を第4データとして測定すると共にその測定値上限を年齢・性別で計算される運動安全脈拍数で限定し、第4のデータが得られた場合には第2～第4のデータを基に、第4のデータが得られる前に運動安全脈拍数に達した場合には第1～第3のデータを基に負荷-脈拍数近似直線を得ると共にその直線上限を年齢・性別で計算される最高脈拍数で限定し、その最高脈拍数の70%の点の負荷値を求めることにより達成することができる。

本発明の説明に於て次の用語は、以下の様に使用されているものとする。

・定常脈拍数：一定負荷下に於ける安定した脈

拍数であり、一定負荷印加後通常2分経過後1分間の平均脈拍数で表わす。

・最高脈拍数：各個人に於ける最高脈拍数であり、正確には最大酸素摂取量に対する脈拍数であるが、簡易的には男性： $220 - 0.7 \times \text{年齢}$  女性： $220 - 0.7 \times \text{年齢}$  で求めることができる。

・運動最適脈拍数：一般的に最高脈拍数の70%の値を言い、負荷-脈拍数直線の運動最高脈拍数に於ける負荷値を最適負荷値と言う。

・運動安全脈拍数：通常最高脈拍数から一定値45を減算した値を言い、一般に連続運動を行なつても安全な値と言われる。

・運動最大脈拍数：各個人に於ける連続運動を行なう場合の最大脈拍数であり、この脈拍数に於て一時的な運動は可能であるが、一定時間以上連続運動を持続することは不可能である。一般的には最高脈拍数から一定値25を減算した値を言う。

以下添付図面を用いて本発明を詳細に説明する。

本発明者らは、人間の負荷-脈拍数直線の一般

性を求めるために、従業員を対象に体力テストを行なった。測定方法は、連続屈伸運動により回転体を回転させ、使用者に負荷を与える手段として知られているモナーク社のエルゴメータを用いて、その負荷値を段階的に上昇させ、その上限脈拍数として運動最高脈拍数と運動安全脈拍数間の1点以上を含む点を測定した。これら各測定者の負荷-脈拍数直線を作成すると共に、測定者を性別・年令(10オステップ)で区分して、性別・年代別の最小2乗法<sup>平均</sup>負荷-脈拍数直線を作成(回帰)した。これを第1図(男性)及び第3図(女性)に示した。これらの図から理解できるように、各年代の最小2乗法平均により回帰した負荷-脈拍数直線に大きな差はなく互いに近似した特性である(但し女性の50代は他の年代の特性と比較すると負荷の増加に対して脈拍数の増加がやや大きい)。従って体力を測定する場合年令はあまり考慮する必要がないことが理解できる。

次に各年代に於ける体力差を考慮するために第1図及び第3図を基に運動安全脈拍数以下の脈拍

数及びその時の負荷値(男性; 109拍-50W、女性107拍-25W)を基準にそれぞれの負荷の時脈拍数が基準値未満の者を高体力者(H)、基準値以上の者を低体力者(L)として分類し、それぞれの体力者別の性別年代別最小2乗法平均により回帰した負荷-脈拍数直線を作成した。これを第2図(男性)及び第4図(女性)として示した。これらの図から理解できる様に、各年代の高体力者と低体力者の特性は互いに平行すると共に、各体力者の年代別の特性はほぼ等しい。(男性の50代及び60才のLクラス及び女性の50代のH及びLクラスはやや異なり、直線の傾度が大きい。)

従って第1~第4図を総合的に考察すれば人間の体力を測定する場合、個人の体力差は年令よりも優先すべきパラメータであることが理解できる。体力差を測定する場合、まず適切な初期負荷値を設定し、その初期負荷値に於ける定常脈拍数を測定する。そしてその値を第1~第4図にて求めた負荷-脈拍数直線上の初期負荷値に於ける脈拍数と比較することにより、被測定者の体力が高体力

者か、低体力者か又は平均体力者かを判断することができる。また平均体力者は高体力者又は低体力者間に位置するのでいずれかの特性で近似することができる。一般的に負荷-脈拍数直線は少なくとも2点、好ましくは3点以上の負荷値を得ることにより回帰することができ、かつその上限(最高脈拍数)は年令・性別を基に簡単に求めることができる。この場合安静脈拍数を除いて3点以上測定することが好ましい。従って本発明者らはこれらの図で得られた特性直線を基に、印加負荷値の最大を運動最速脈拍数で限定しかつその範囲内で第5図及び第6図に示す体力測定プログラムを作成した。第5図(a)について説明すれば、第1負荷を25Wに選択しており、その時の判断基準脈拍数90は第1図の215W負荷時の定常脈拍数範囲 $HR_{25} = 90 \sim 95$ から選択した。第1負荷に於ける判断は第2図に於て被測定者をHクラス又はLクラスに分類したことになる。次に第2負荷として50W及び65Wを選択した。これらの点の第2図に於ける定常脈拍数はそれぞれ118~127

(Lクラス)及び108~112(Hクラス)である。これらの値からそれぞれ120、110を第2基準値とした。これは各年代の最高脈拍数20代(29才)190、30代(39才)182、40代(49才)175、運動最速脈拍数(70%)及び運動安全脈拍数(45)を考慮しても負荷値3点及び基準脈拍数はいずれもこの範囲内に収まっている。第5図(b)について説明すれば、第2図に於て50代及び60代の低体力者の特性直線の傾斜が急であることを考慮し、第1負荷値及び基準値は同じであるが第2負荷値を減少させ35W及び50Wを選択した。50Wに於ける基準定常脈拍数は第5図(b)と同様に110とし、体力低位者側の段階印加負荷値を10Wステップとし、その基準定常脈拍数を運動最速脈拍数としている。

第6図(a)について説明すれば、女性の特性直線傾斜が男性のそれらよりも急であり、安静脈拍数が高いので、初期負荷値を25Wとし、その時の基準定常脈拍数を95に設定し、かつ第2負荷値をそれぞれ35W、45Wとした。高体力者の第

2 負荷値に於ける基準値を 55 W 及び 65 W とした。低体力者側の負荷値は第 1 負荷値から各 10 W ステップの 35 W、45 W を第 2 及び第 3 負荷値として設定した。そして低体力者はその脈拍数の上限を運動最速脈拍数で制限した。第 6 図(b)に於ては第 4 図より理解できる様に特性直線の傾斜が急であるので、直線を基に第 6 図(a)の低体力者と同じ 10 W の段階負荷としその脈拍数の上限を運動最速脈拍数で制限した。

次に第 5 図及び第 6 図で求めた体力測定プログラムを基に最初に述べた各個人の負荷 - 脈拍数直線をシミュレートした。その結果を表 1 (a) 男性、表 1 (b) 女性として示した。

表 1 (b)

【女性】

	20~49才(154人)	50才以上(18人)	合計(172人)
(a) 経過時間 10 分で終了し、 回復直線が求められる人	130人 84%	7人 39%	137人 80%
(b) 7~10 分の間で上限アラ ームがなるが安静を含めた 回復で直線が求められる人	12人 8%	6人 33%	18人 10%
(c) 7 分以前に上限アラームに 達して回復直線が求められ ない人	12人 8%	5人 28%	17人 10%

表 1 (a)

【男性】

	20~49才(96人)	50才以上(19人)	合計(115人)
(a) 経過時間 10 分で終了し、 回復直線が求められる人	94人 98%	16人 84%	110人 96%
(b) 7~10 分の間で上限アラ ームがなるが安静を含めた 回復で直線が求められる人	1人 1%	3人 16%	4人 3%
(c) 7 分以前に上限アラームに 達して回復直線が求められ ない人	1人 1%	0人 0%	1人 1%

表 1 (a) から理解できる様に、男性に於てプログラムに従つて各個人の負荷 - 脈拍数直線を回復できなかったのは 1 名のみであり、従つて男性一般に対してこのプログラムではほぼ全員の体力測定が可能であり、運動最速負荷値及びその時の定常脈拍数を求めることができる。

表 1 (b) に於ては、プログラムに従つて各個人の負荷 - 脈拍数を回復できなかったのは 20~49 才に於ては 12 人 (8%)、50 才以上に於ては 5 人 (28%) であった。これらの人を各個人の負荷 - 脈拍数直線で見ると、20~49 才の 12 人中 7 人は 25 W 負荷で、残りの 5 人も 35 W 負荷で運動最速脈拍数に達しており、一般式でも、又負荷値の変更でも近似できない。50 才以上の人で回復不可能な人の 5 人中 3 人が 25 W 負荷で、残りの 2 人も 35 W 負荷で運動最速脈拍数に達しているので上記と同様のことが言える。

前述した第 1 図から第 6 図までを考察すれば、第 5 図及び第 6 図に示した体力測定プログラムにより、殆ど全ての人に対して、その人に対する負

荷値を運動最大脈拍数(20~49才迄に限定すれば運動最適脈拍数)まで増加させることなく、運動最適負荷値及びその時の定常脈拍数を得ることができる。また一旦個人の負荷-脈拍数近似直線が求まれば一般的な体力評価値として使用される脈拍数150又は130に於ける負荷値; PWC130、PWC150を直線から容易に求めることができる。

以下、本発明を実施するための装置を用いて本発明のプログラムを順を追って説明する。

第7図は本発明の体力測定を実施するための、運動屈伸運動により回転体を回転させ使用者に負荷を与える装置、いわゆる自転車エルゴメータ10であり1は車台フレーム、2はフレームに回転可能に軸支された負荷手段2であり、例えばうず電流ブレーキを用いている。3は負荷手段2を回転させるためのペダルであり、実際はチェーン又はベルトと変速ギヤ手段を介して負荷手段のローターに駆動力を伝達するように構成されているが図の簡略化のためにこれらは省略してある。4

理手段に従って、入出力ボックス6から供給される身体条件(年齢・性別)、脈拍センサー7及び回転センサー25からの信号をI/O 21を介して入力すると共に演算処理しRAMに記憶すると共に、ROM 24にあらかじめ記憶されている体力測定プログラムを呼び出しRAMに転送し、このプログラムに従ってI/O 21及び電流制御回路26を介して負荷手段2の負荷量を制御している。そして最終的に得られたRAM内のデータを基にCPU 22は負荷-脈拍数近似直線を演算回帰すると共にI/O 21を介して入出力ボックス6の表示素子を用いて最適負荷値等を表示する。

第9図は入出力ボックス6のフロントパネルであり、3つの部分より構成されている。パネル中段右側は身体条件(年齢・性別)入力用のキーが配設されており左側には体力測定かトレーニングかの選択キーである。使用者は体力テスト・キーを押圧した後下段の操作手順に従って年齢・性別を入力し、スタート・キーを押して体力測定を開始する。

特開昭60-14875(5)

はフレームから伸長する支持部材上に、上下移動可能に取付けられているサドルであり、サドル前方には同様にフレーム1から伸長した支持部材に設けられたハンドル5が設けられている。ハンドル5の中央部には後述する身体条件を入力すると共に所望のデータ等を入力・表示するための入出力ボックス6が設けられており、ボックス側面には使用者の脈拍を検出するための脈拍センサー7を備えている。またフレーム1内部には負荷手段を駆動するための電源8及び入出力ボックス及び負荷装置を制御するための制御装置9を備えている。更に、負荷手段2はローターの回転数を検出するための回転センサーを備えている。

第8図は本発明に係る演算制御装置及び関連する周辺装置を示したものであり、21は入出力装置、22は中央処理装置(以下CPUとする)、23はランダム・アクセス・メモリー(RAM)、24はリード・オンリー・メモリー(ROM)であり、マイクロ・コンピュータ20を構成している。マイクロ・コンピュータ20はROM 24に記憶された処

使用者が第7図に示した自転車エルゴメータ10のサドル4に乗り、第9図に示した入出力ボックスのフロントパネル下段の操作手順に従い、脈拍センサー7を耳に取り付け(リセットキーを押圧し)体力テストキーを押して年齢及び性別を入力する。そしてスタートキーを押圧する。体力テスト・キーが押圧され年齢・性別が入力されると、ROMからRAMに第5図又は第6図に示したプログラムの中から所望のプログラムが転送されると共に、ROMからCPUに年齢・性別から最高脈拍数、運動最適脈拍数を得るための一般式が呼び出され、CPUに於て演算されRAMに記憶される。スタート・キーが押圧されると、タイマー回路27が作動開始しCPUで脈拍センサー7からのパルスを計数すると共に、その値を安静脈拍数としてRAMに記憶する。(脈拍数は適切な値が得られるようにn秒間n回サンプリングし、例えば20秒間3回サンプリングしその値を毎分当りに換算し平均化する)タイマー回路27から1分経過の信号がCPUに入力されるとCPUはRAM内に記憶記憶

された処理手順に従って第1負荷値に相当するデジタル信号をI/Oを介して電流制御回路26に出力する。電流制御回路26はD-Aコンバータを備えており、I/Oからの信号に反応して電流源8から負荷手段2に供給する電流値を制御している。負荷手段2は回転センサー25を備えており、使用者が負荷手段を好ましい回転数の範囲内で回転させているか否かを表示するためにI/Oを介してCPUに供給されている。第1負荷値に於てタイマー回路が3分経過の信号をCPUに送ると4分迄の範囲でCPUは脈拍センサー7からの信号をm秒間n回計数すると共に分当りの脈拍に換算し平均化して第2データとしてRAMに記憶する。またCPUに於てRAMから呼び出した第1基準値とこの平均化した第2データとを比較し第2負荷値を決定し、その負荷値に対応するデジタル信号をI/Oを介して回路26に供給する。

以下第1負荷値の時と同様に負荷手段を制御すると共に、タイマー回路からCPUに6分経過の信号が供給されると7分迄の範囲で脈拍センサー7

からの信号をm秒間n回計数すると共に分当りの脈拍数に換算し、平均化し第3のデータとしてRAMに記憶する。またCPUに於て、RAMから呼び出した第2基準値とこの平均化した第3データとを比較し、第3負荷値を選択する。第3負荷値下に於て、CPUは脈拍センサーからの入力信号を計数して逐次毎分当りの脈拍数として算出すると同時にRAM内に記憶されている年齢・性別から算出された運動最適脈拍数と比較しており、9分経過までの脈拍数が運動最適脈拍数の場合のみ9分経過から10分迄の脈拍センサーからの信号をm秒間n回計数すると共に毎分当りの脈拍数に換算し平均化第4データとしてRAMに記憶する。そしてタイマー回路が10分経過の信号を出力するとRAMから第2～第4のデータがCPUに呼び出されると共にROMから負荷-脈拍数近似式 $[H=bx+a]$ が呼び出され、CPU内にて演算処理され、その結果得られた式にRAM内の年齢・性別により求められた最高脈拍数に対応する負荷値が求められ、そしてそれらの値に定数として0.7を

乗じた値が運動最適脈拍数及びその時の負荷値としてRAMに記憶されると共にI/Oを介して入出力ボックスの表示装置により一般トレーニング値(閾)として表示される。

タイマー回路が9分経過の信号をCPUに出力する前に使用者の脈拍数がRAMに記憶されている運動最適脈拍数に達した場合には、CPUはI/Oを介して入出力ボックス内に設けられた発信回路を駆動して上記状態をブザー等で報知すると共に体力測定プログラムを中止すると共に、RAM内に記憶されている第1～第3のデータをCPU内に呼び出すと共にROM内に記憶されている負荷-脈拍数近似式を呼び出し、前記と同様に負荷-脈拍数直線を近似し、運動最適負荷及びその時の脈拍数を算出しI/Oを介して入出力ボックスの表示装置により表示する。

以上述べた第1データから第4データ迄の脈拍数の計測は定常脈拍数に達したと思われる時間経過後m秒間n回カウント、例えば20秒間3回カウントしてその値を毎分当りに換算し平均化する

方法を説明して来たが、この方法では計数値を分当りに換算する場合3倍(又は60/m倍)するので、誤差が大きくなる場合がある。従つて更に正確に一定負荷値に於ける定常脈拍数を測定するために移動平均法を用いて脈拍数を平均化すると良い。すなわち一定負荷値に於て脈拍数が定常に達したと思われる時間経過後、脈拍センサーからの脈拍パルスの各周期を逐時計測すると同時にn(整数)個前のデータまでの総加平均を算出し現時点での脈拍周期とする。そしてこれらの逐時得られる移動平均脈拍周期からの総加平均を算出し毎分当りに換算するとよい。また移動平均脈拍周期から最大値及び最小値を除き、残りの周期から総加平均を算出し毎分当りに換算すると更に好適である。

以上説明した様に、本発明の方法を用いて体力を測定した場合には、各個人の負荷-脈拍数直線がRAM内に記憶されているので、例えば脈拍数150又は130の時の負荷値(評価値)すなわちPWC150又はPWC130を容易に算出

することができる。

以上述べた本発明に於て、測定された最適負荷値、及びその時の定常脈拍数、PWC 150又は130の値、及び負荷-脈拍数特性直線は表示装置によつて表示されるが、装置の電源を切ると消失してしまうのでこれらのデータをプリントアウトするプリンターを備えろとよい。又これらのデータを内部又は外部に設けた別途の記憶手段に記憶可能とし、所望に応じて呼び出し可能とすれば、使用者が新たに体力測定を行なつた場合の以前の比較データとして使用可能となり、又毎日トレーニングを行なう場合にはその都度データを入力しなくて良いので好適である。この構成を装置内部の手段で行なう場合には、乾電池等でバックアップした別途のメモリーを設け、使用者に付与されるIDコードと共に記憶する。そして後に使用者がIDコードを入力するのみで上記した全てのデータがメモリーから呼び出されRAMに転送される様に構成すれば良い。また装置外部の手段に記憶させる場合には、例えばキャッシュカード等で

使用されている磁気カードに記憶可能とする。この場合には各データは磁気カード内に記憶されるので前記の様にIDコードを入力する必要がないので更に好適である。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図から第4図までは性別・年代別の最適2乗法平均負荷-脈拍数特性直線であり、

第5図及び第6図は体力テストプログラムを示す図であり、

第7図は本発明を実施するための回転負荷装置を示す図であり、

第8図は第7図に示した装置の演算処理及び周辺装置のブロック図であり、

第9図は第7図及び第8図で示した入出力ボックスのフロントパネルであり、

第10a図～第10b図は体力測定プログラムのフローチャートである。

(図中符号)

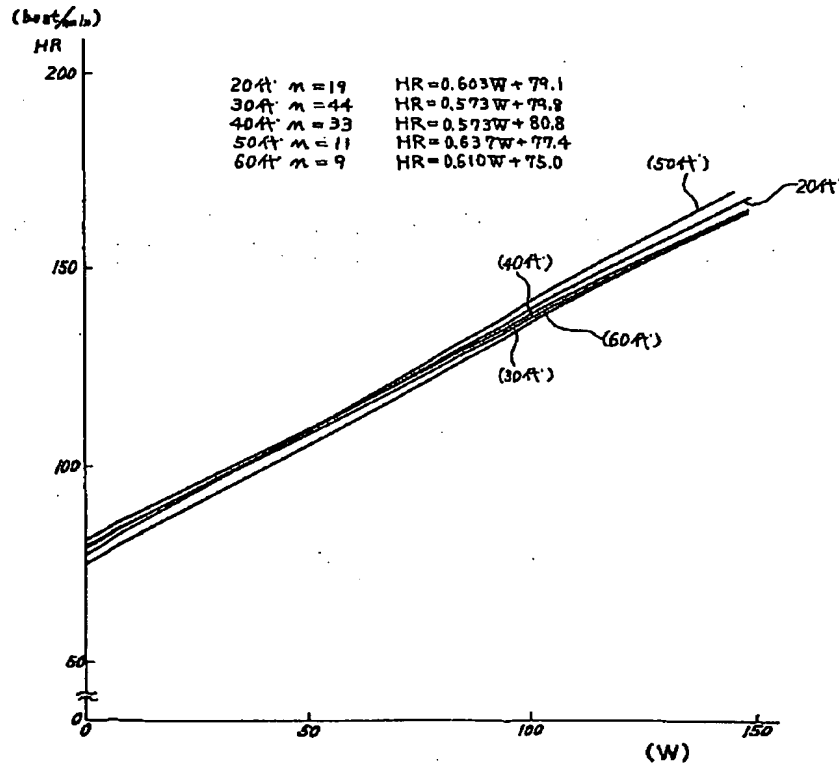
1:フレーム、2:負荷手段、3:ペダル、4:サドル、5:ハンドル、6:入出力ボックス、

7:脈拍センサー、8:電源、9:制御装置、  
10:自転車エルゴメータ、20:マイクロコンピュータ、21:入出力装置、22:CPU、23:RAM、24:ROM、25:回転センサー、26:電流制御回路、27:タイマー回路。

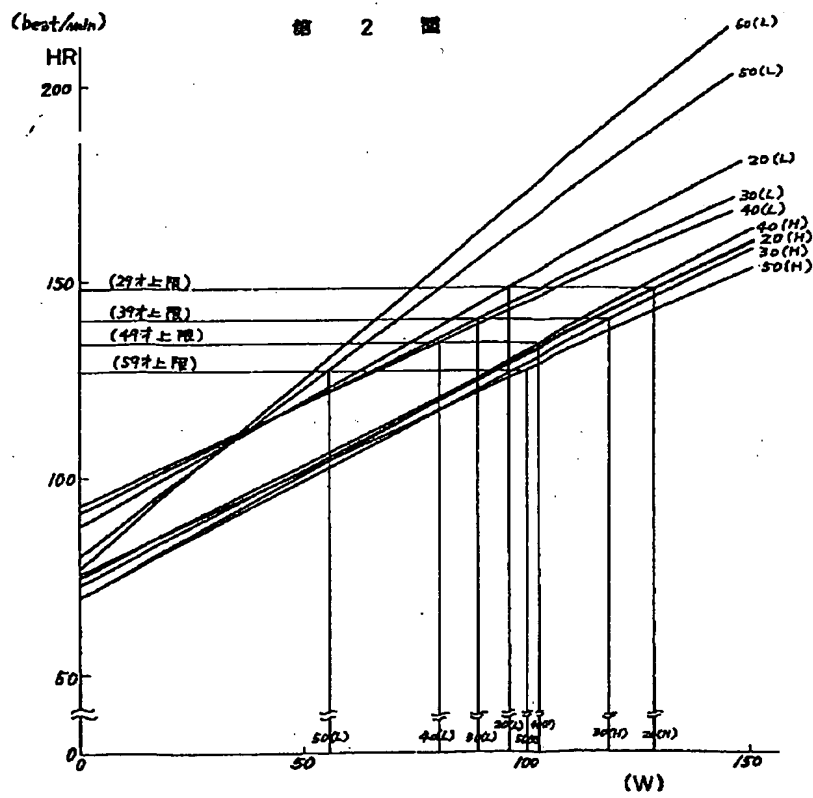
代理人 弁理士(8107)佐々木 清 隆

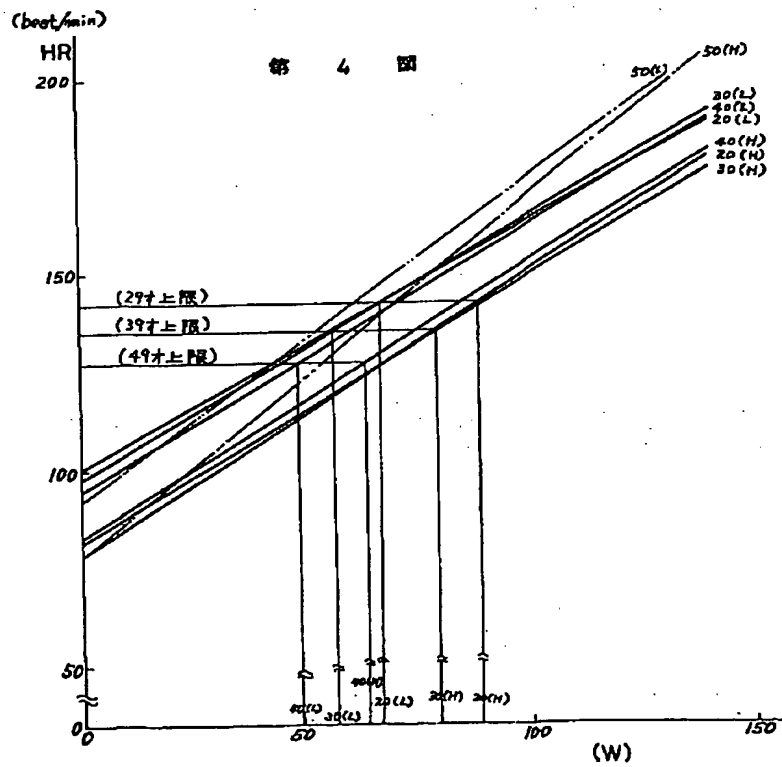
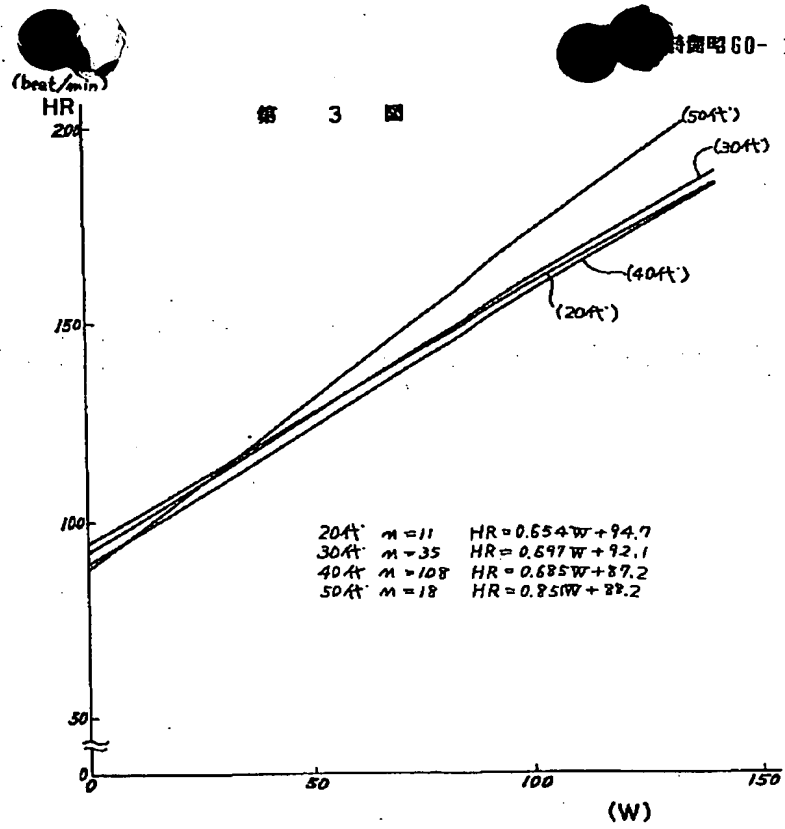
(ほか3名)





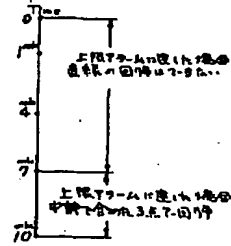
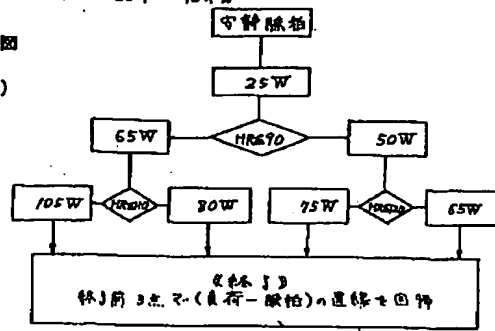
第 2 圖



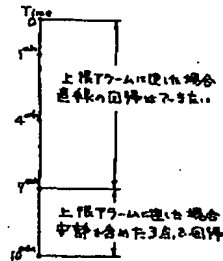
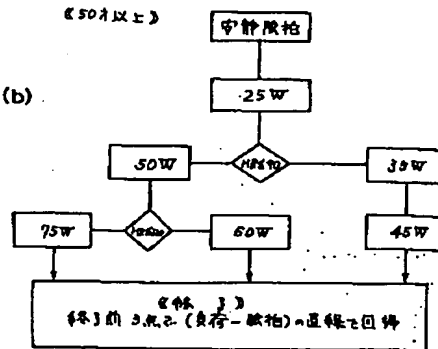


第 5 図

(a)

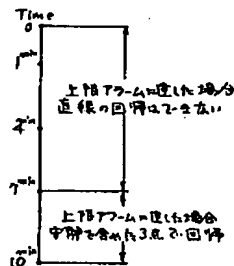
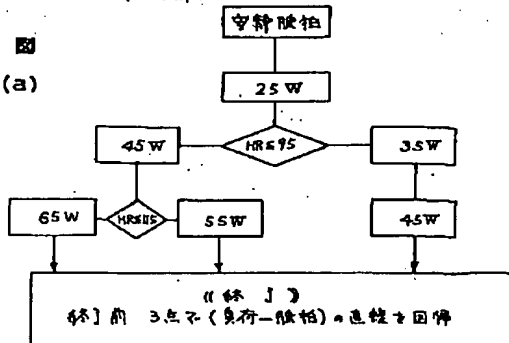


(b)

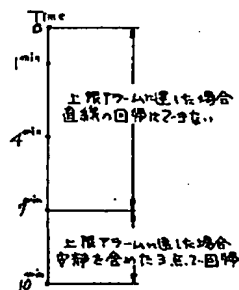
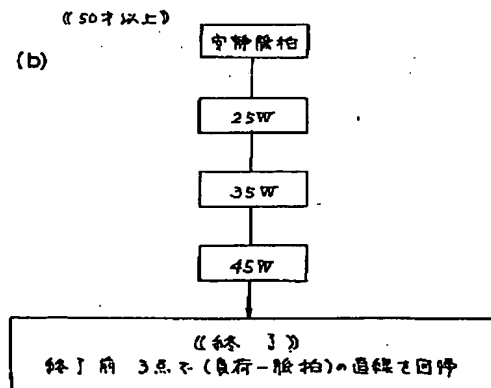


第 6 図

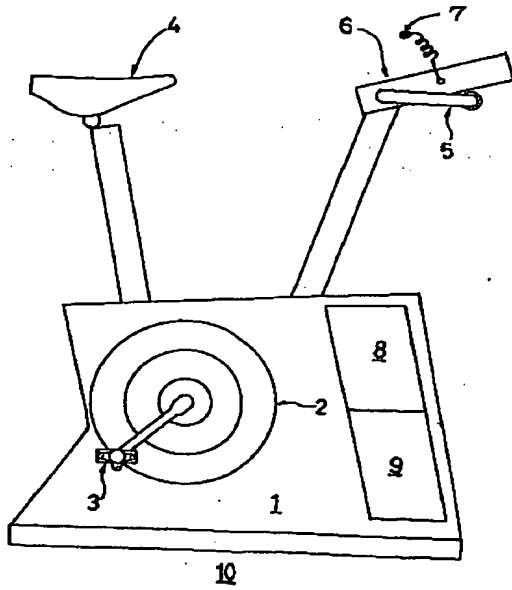
(a)



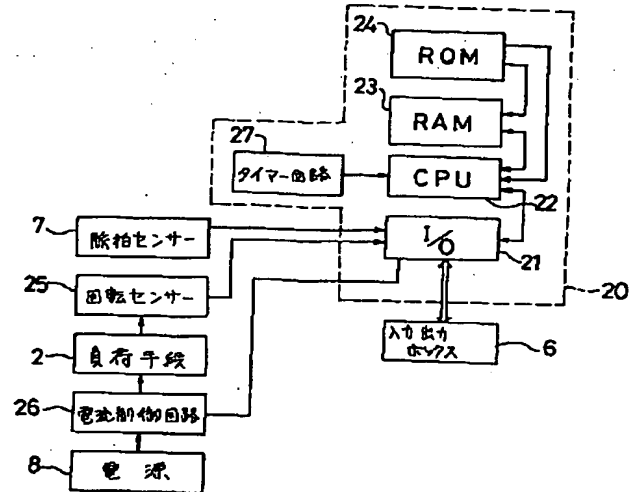
(b)



第 7 図



第 8 図



第 9 図

87.55

脈拍

☐ 一般トレーニング値 (W)

☐ 減量トレーニング値 (W)

☐ 脈拍値 (拍/分)

☐ ペダル回転数 (回/分)

☐ 負荷値 (W)

☐ 経過時間 (分-秒)

☐ 運動量 (カロリー)

読み出し

☐ 1

☐ 2

☐ 3

☐ 4

☐ 5

☐ 6

☐ 7

☐ 8

☐ 9

☐ 0

☐ スタート

☐ 入力

☐ リセット

☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

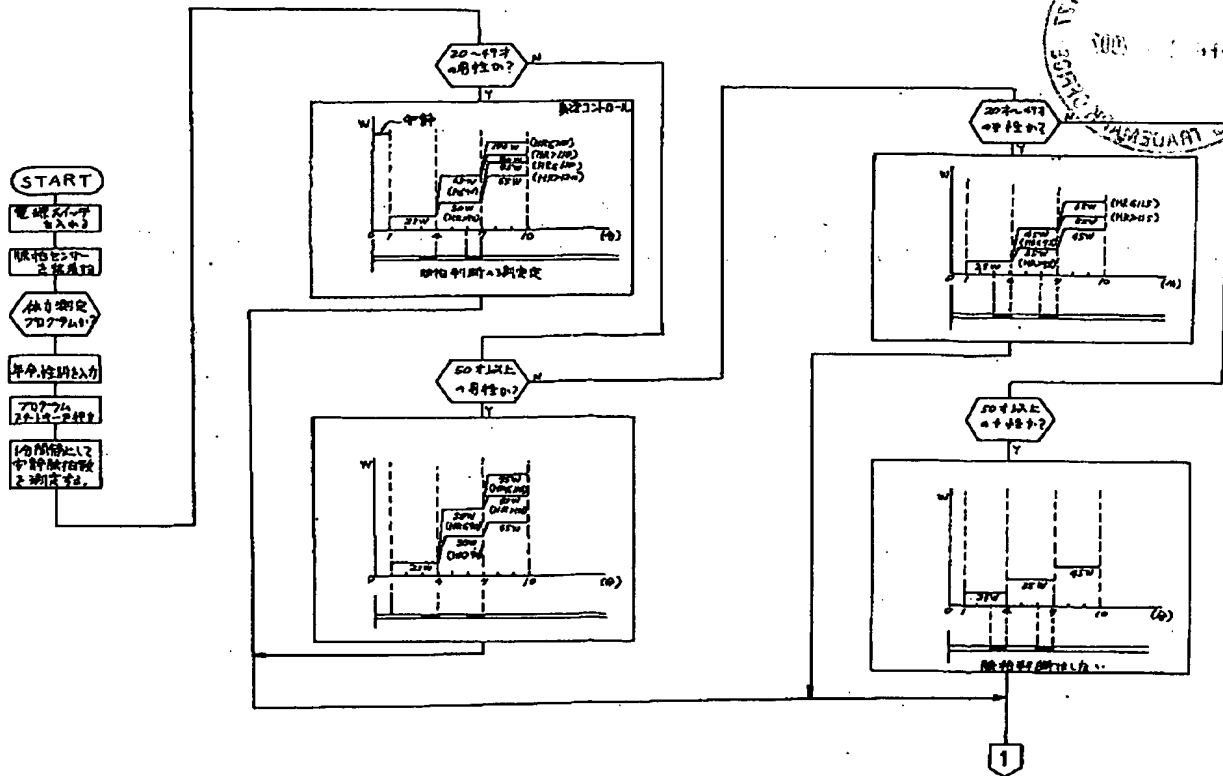
☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

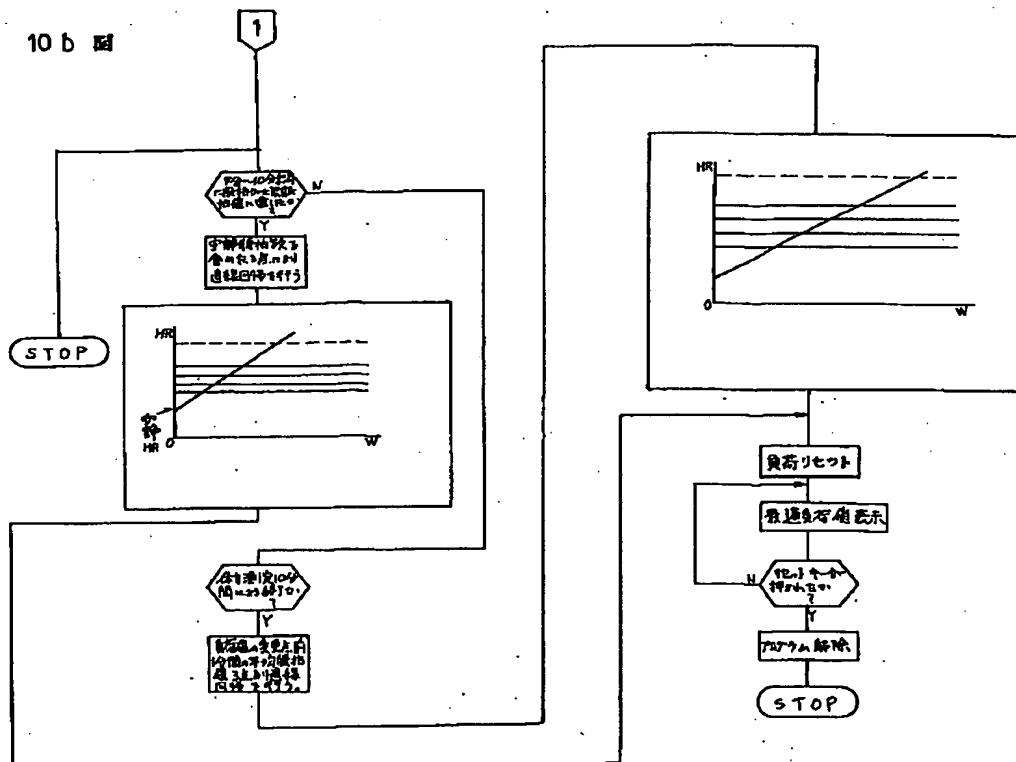
☐ 体カテスト

☐ 体カテスト

第 10 a 圖



第 10 b 頁



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: \_\_\_\_\_**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**